

착용형 심장활동 모니터링 시스템을 활용한 정신적 스트레스 평가

論 文

57-6-31

The Assessment of Dynamic Mental Stress with Wearable Heart Activity Monitoring System

金敬燮[†] · 辛承元^{*} · 李定桓^{**} · 崔熙庭^{***}

(Kyeong-Seop Kim · Seung-Won Shin · Jeong-Whan Lee · Heejung Choi)

Abstract - In the ubiquitous health monitoring environments, it is quite important not only to evaluate the physiological health condition but also mental stress condition. In order to achieve this goal, a heart activity monitoring system utilizing a wearable bipolar electrode is devised and the heart rate variability(HRV) is extracted and interpreted in both frequency and time feature domains. Consequently, to evaluate the emotional stress condition of the subjects, a stress-induced experimental protocol was applied to healthy subjects and the time and frequency features of heart activity were analyzed in terms of the ratio of low frequency components v.s., high frequency components and the relevant the moving average distributions compromising the successive RR peaks intervals in the ambulatory ECG measurement system.

Key Words - ECG, HRV, Mental Stress, Bipolar Electrode, Dynamic ECG, Wearable ECG

1. 서 론

심전도(ECG: Electrocardiogram)는 심장의 전기적인 활동 변위를 표현한 신호로서 임상에서 심장 관련 질환을 진단하기 위하여 사용되는 가장 일반적인 신호이다. 오늘날 식생활이 변화되고 고령사회에 접어들면서 급성 심근경색이나 협심증과 같은 심장질환이 급증함에 따라 심장질환 진단의 수단으로 심전도의 중요성이 더욱 증가하고 있다. 또한 현대인들은 일상생활에서 많은 스트레스에 노출되어 있고 스트레스에 대한 관심이 높아짐에 따라 심전도 신호를 이용하여 스트레스 상태를 파악하려는 연구가 많이 이루어지고 있다. 이를 위하여 언제 어디서나 손쉽게 심전도를 측정할 수 있는 이동성을 갖춘 심전도 측정 모듈과 이를 활용하여 심전도를 분석하여 정신적 스트레스 상태를 지속적으로 평가하는 시스템의 필요성이 대두되고 있다.

현재 일반적으로 사용되고 있는 심전도 측정법으로 임상에서 진단용으로 주로 사용되고 있는 표준 사지유도법과 이동환경에서 주로 사용되는 2전극 측정법이 있다[1]. 이 중 표준 사지유도법은 임상에서 심장질환 진단에 사용될 수 있는 정확한 심전도 측정 결과를 보여주지만, 소형화가 어렵고 전극 사이에 연결되어진 케이블에 의하여 잡음의 영향을 많

이 받는 단점이 있다. 또한 2전극 측정법은 이동환경에서의 기본적인 심장의 활동도를 측정하는데 유리하지만, 이동 중 움직임에 의한 측정 오차를 줄이기 위하여 탄력성이 있는 고무 밴드를 이용함으로써 사용자에게 착용의 거부감을 가중시키는 문제점을 가지고 있다. 따라서 이동성을 갖추면서 정확하게 심전도를 측정할 수 있고, 착용의 거부감을 해소할 수 있는 심전도 측정 시스템이 필요하다.

지금까지 심전도 신호를 이용한 스트레스의 평가에 대한 연구는 주로 주파수 영역을 이용한 HRV(Heart Rate Variability)의 스펙트럼 분석을 통하여 이루어져 왔다. 그러나 HRV 스펙트럼 분석을 이용한 방법은 심전도 신호가 안정되어있는 상태라는 가정 하에 분석이 이루어지기 때문에 사람이 움직이는 등의 급격한 심전도의 변화가 있는 환경에서는 적절히 적용되지 못한다. 또한 HRV의 스펙트럼 분석 방법은 일정 시간 이상의 심전도 데이터가 획득된 후에 적용이 가능하고 계산량이 많기 때문에 실시간으로 획득되는 심전도 신호에 적용하는 것은 어렵다. 따라서 이동환경에서 실시간으로 측정된 심전도 신호에 적용할 수 있고, 계산량이 적은 정신적 스트레스 평가 방법이 필요하다.

본 연구에서는 기존의 심전도 측정 시스템의 문제점을 해결하기 위하여 이동성을 갖춘 착용형 심장활동 모니터링 시스템 모듈을 활용한 정신적 스트레스 평가 시스템을 구현하고자 하였다. 이에 따라서, 정신적 스트레스를 평가하기 위하여 구현된 심전도 측정 모듈을 이용하여 정신적으로 안정된 환경과 스트레스를 받게 되는 환경에서의 심전도 신호를 측정하고, 측정된 신호의 RRI(R-R Interval) 시간상의 특성 값을 도출하여 주파수 영역을 이용한 HRV의 스펙트럼 분석과 시간 영역을 이용한 HRV의 분석을 수행하여 비교하고자 하였다.

† 교신저자, 正會員 : 建國大 醫療生命大 醫學工學部 副教授
建國大 醫工學實用技術研究所 · 工博

E-mail : kyeong@kku.ac.kr

* 正會員 : 建國大 醫工學部 博士課程

** 正會員 : 建國大 醫工學部 助教授 · 工博

*** 非會員 : 建國大 看護學科 教授 · 看護學 博士

接受日字 : 2008年 4月 16日

最終完了 : 2008年 4月 30日

2. 본 론

2.1 착용형 심장활동 모니터링 시스템

이동성을 갖춘 소형의 심전도 측정 모듈의 구현을 위하여 착용형 심장활동 모니터링 시스템을 구성하였다. 원활한 신호처리를 위하여 소형, 저전력의 특성을 보이고 생체신호 양자화에 적합한 Texas Instrument사의 MSP430F1232 프로세서를 사용하였고, 고속의 무선 데이터 송수신을 위하여 Nordic Semiconductor사의 nRF24L01(2.4GHz 대역)칩과 세라믹 칩 안테나(Ceramic Chip Antenna)를 사용하여 무선 송수신단을 구성하였다.

그리고 무선으로 전송된 데이터를 개인용 컴퓨터나 단말기에 연결하기 위한 수신 모듈을 구현하기 위해서 USB-UART Bridge를 지원하는 Silicon Lab.사의 CP2102 칩을 사용하여 PC의 USB 단자에 연결하여 원격에서 측정되는 심전도 데이터를 수신할 수 있는 수신 모듈을 구현하였다[2][3]. 그림 1은 착용형 심장활동 모니터링 시스템의 구성도를 보여주고, 그림 2는 구현된 심전도 측정 모듈과 무선 송수신부를 보여준다.

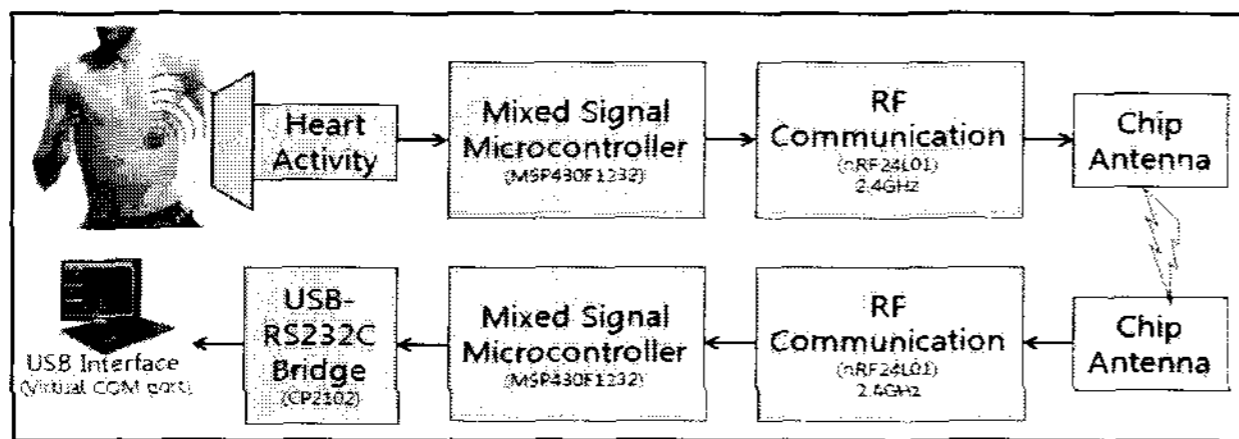


그림 1 착용형 심장활동 모니터링 시스템의 구성
Fig. 1 The structure of wearable heart activity monitoring system

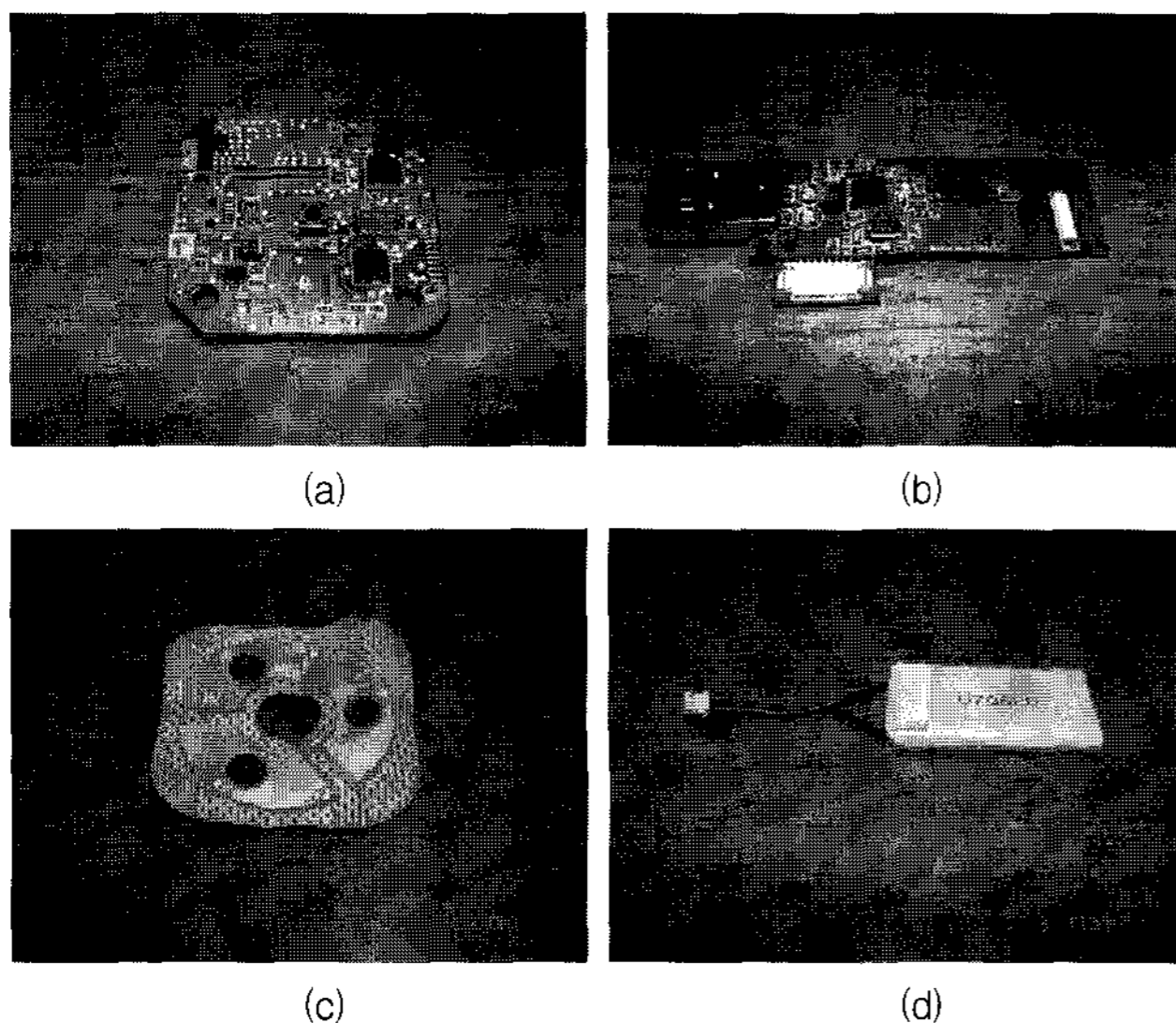


그림 2 구현된 착용형 심장활동 모니터링 시스템
Fig. 2 Wearable heart activity monitoring system
(a) 심전도 측정 모듈의 송신부
(b) 심전도 측정 모듈의 수신부
(c) 바이폴라 전극
(d) 측정 모듈 송신부에 사용되는 소형 배터리

2.2 HRV(Heart Rate Variability)

HRV는 연속적인 심장박동의 주기 변화 정도를 측정하는 방법이다. HRV는 교감신경과 부교감신경계의 영향을 받기 때문에 자율신경계의 정량적 표지로서 사용된다. 따라서 스트레스, 심장질환 등의 평가에 사용될 수 있다[4][5]. HRV의 분석 방법에는 시간 영역에서의 분석 방법, 주파수 영역에서의 분석 방법 그리고 비선형 분석 방법이 있다[6]. 시간 영역에서의 분석 방법은 기본적으로 RRI로부터 직접 도출된 파라미터들을 가진다. 표 1은 시간 영역에서의 분석 방법에서 도출되는 파라미터들을 보여준다.

표 1 HRV의 시간 영역 분석에서 도출되는 파라미터
Table 1 Parameters in time-domain HRV analysis

파라미터	설명
mRR	RRI의 전체 평균
SDNN	RRI의 전체 분산
RMSSD	연속된 RRI 사이의 차이에 대한 제곱 평균
NN50	차이가 50ms 이상인 연속된 RRI의 개수
pNN50	차이가 50ms 이상인 연속된 RRI의 개수의 비율

주파수 영역에서의 HRV 분석 방법은 RRI의 데이터들을 주파수 영역으로 변환하여 주파수의 스펙트럼 크기와 분포를 관찰하는 방법이다. 주파수 영역의 분석에서 주로 사용되는 주파수 대역은 VLF(Very Low Frequency: 0-0.04Hz), LF(Low Frequency: 0.04-0.15Hz), HF(High Frequency: 0.15-0.4Hz)이다. 또한 도출되는 파라미터는 표 2와 같다.

표 2 HRV의 주파수 영역 분석에서 도출되는 파라미터
Table 2 Parameters in frequency-domain HRV analysis

파라미터	설명
Power of VLF	VLF(0-0.04Hz) 대역의 에너지 크기
Power of LF	LF(0.04-0.15Hz) 대역의 에너지 크기
Power of HF	HF(0.15-0.4Hz) 대역의 에너지 크기
normalized power of LF and HF	평준화된 LF와 HF 대역의 에너지 크기
LF/HF	LF/HF의 비율

본 연구에서는 주파수 영역의 HRV 분석 방법을 이용하여 LF와 HF의 값을 도출하고, 이를 주파수와 시간상에서의 RR 간격의 변이를 해석하여 정신적 스트레스의 평가 지수로 활용하였다.

2.3 시간 영역에서의 스트레스 지수

지금까지 스트레스 평가에 대한 많은 연구에서 사용된 방법은 대부분 주파수 영역의 HRV 분석 방법이다. 그 이유는 스트레스가 자율신경계의 변화에 영향을 주게 되고, 자율신

3. 결 과

3.1 실험 환경 설정 및 데이터 획득

경계는 주파수에 종속적인 방법으로 심장박동을 변조시킨다는 사실이 여러 실험을 통하여 밝혀졌기 때문이다. 그러나 주파수 영역에서의 HRV 분석 방법은 심전도 신호가 안정된 상태라는 가정하에 분석이 이루어지므로 급격한 심전도의 변화가 있는 환경에서는 적절하지 못하고, 일정 시간 이상의 심전도 데이터가 획득된 후에 적용이 가능하기 때문에 실시간으로 획득되는 심전도 신호에 적용하는 것은 어렵다. 따라서 스트레스를 평가할 수 있는 새로운 시간 영역의 HRV 지수를 사용하고자 하였다[7].

제안된 시간 영역의 HRV 지수는 사람이 휴식 상태에서는 RRI의 변화도가 증가하고, 스트레스 상태에서는 감소하는 잘 알려진 현상을 기반으로 하고 있다. 이 현상은 스트레스의 정도에 대한 정보가 RRI와 RRI의 변화의 조합에 반영되어 있는 것을 암시하기 때문에 이들의 곱에 대한 근으로써 *RPIAD* 지수를 정의할 수 있다. 식 (1)은 *RPIAD* 지수를 보여주고 있다.

$$RPIAD(n) = \sqrt{RRI(n) \cdot |RRI(n) - RRI(n-1)|} \quad (1)$$

RPIAD 지수는 모든 심박에 대해서 계산되므로 신호에 잡음 성분이 존재하는 특성을 보인다. 따라서 스트레스 정도를 안정적으로 평가하기 위하여 이동 평균 필터(Moving average filter)를 적용하였다. 식 (2)는 이동 평균 필터를 적용한 새로운 지수인 *SRPIAD*를 보여준다.

$$SRPIAD(n) = \sum_{k=1}^p a(k) \cdot RPIAD(n-k) \quad (2)$$

여기에서 $a(k) = 1/p$ 이고, p 는 필터의 차수이다.

여기서 유의할 점은 필터의 차수를 적절한 값으로 결정하는 것이다. 즉, 필터의 차수가 너무 크면 결과에 대한 시간 지연이 증가하게 되고, 너무 작으면 필터의 특성 값이 잘 적용되지 않는다. 본 연구에서는 실험적인 시행착오를 거쳐 p 의 값을 10으로 설정하였다. 또한 각 지수 값들의 차이를 보완하기 위하여 초기 안정 상태(normal state)의 *SRPIAD* 지수를 기준으로 정규화를 수행하였다. 식 (3)은 지수 *SRPIAD*에 대하여 정규화를 수행한 지수 *NSRPIAD*를 보여준다.

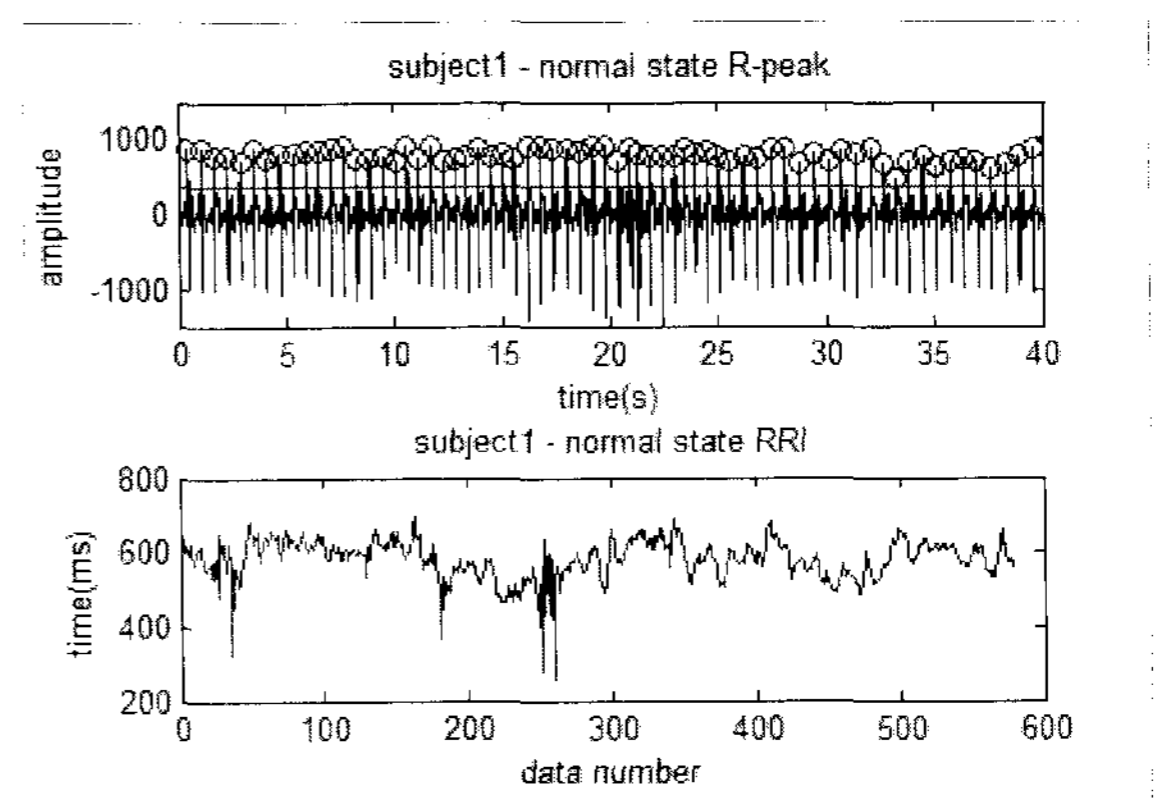
$$NSRPIAD(n) = SRPIAD(n) / SRPIAD(rest0) \quad (3)$$

여기에서 $SRPIAD(rest0)$ 는 초기 안정 상태의 평균 *SRPIAD* 지수를 나타낸다.

본 연구에서는 정신적 스트레스의 평가를 위하여 정신적으로 안정한 상태의 평균 *SRPIAD* 지수를 $SRPIAD(rest0)$ 로서 사용하였고, 최종적으로 도출된 *NSRPIAD* 지수의 평균값을 정신적 스트레스 지수로 사용하였다.

실험에 사용된 데이터는 구현된 착용형 심장활동 모니터링 시스템을 이용하여 간호학과에 재학하고 있는 건강한 여성 14명(23±1세)에 대하여 약 5분 동안 125Hz의 샘플링 주파수로 심전도 데이터를 획득하였다. 실험 환경은 피험자들이 학점 획득에 중요한 부분을 차지하는 실습 학기말고사를 치르는 상황을 설정하여 실험을 수행하였다. 즉, 피험자들은 심전도 데이터 획득이 끝난 직후 기본간호학실습과목의 실습 학기말고사를 치르기로 예정되었는데, 시험 내용은 근육주사(Intramuscular injection), 정맥주사(Intravenous injection), 피내주사(Intradermal injection) 등의 주제들 중 한 가지를 선택, 주사 약물과 주사기를 준비하여 모형 혹은 인체에 직접 주사하는 전 과정을 수행하고, 시험 감독자인 교수는 그 전 과정을 직접 한명씩 일대일로 관찰하면서 25~35개의 문항들을 모두 확인하는 실기 시험이다. 따라서 필기고사가 아닌 교수와 학생의 일대일 실기 시험이기 때문에 학생들이 정신적 스트레스를 많이 느끼는 시험이라고 할 수 있다. 정신적으로 안정한 상태와 스트레스를 받는 상태를 구분하기 위하여 피험자들이 시험을 치르기 1주일 전에 수행되었던 측정 실험 과정을 '정신적 안정 상태' 실험 프로토콜로 설정하고, 또한 이로부터 1주일 후 시험을 치르기 바로 직전에 수행되었던 측정 실험 과정을 '정신적 스트레스 상태' 실험 프로토콜로 설정하여 동일한 피험자에 대하여 안정 상태와 스트레스 상태로 구분하여 1주일 간격을 두고 착용형 심장활동 모니터링 시스템을 이용한 심전도 측정 실험을 진행하였다. 획득한 데이터는 1차 High-pass butterworth filter를 사용하여 기저선 변동을 제거하였고, Matched filter 기법을 이용하여 R-peak를 검출하였다. Matched filter는 기존 신호의 형태의 특성을 가지고 있으면서 입력되는 신호의 왜곡에 관계없이 출력 신호의 수준이 최대가 되도록 설계하는 필터로서, 간접 잡음의 제거뿐만 아니라 동일한 시간에서 피크 신호가 최대가 되는 성능을 가지기 때문에 R-peak를 검출하는 방법으로서 적절하다고 할 수 있다[8][9]. 식 (4)는 Matched filter의 특성을 표현하는 임펄스 응답을 보여주고, 그림 3은 정신적 안정 상태와 정신적 스트레스 상태의 각각의 심전도에서 검출한 R-peak와 RRI의 예를 보여준다.

$$h(n) = Cs(N-n) \quad (4)$$



(a)

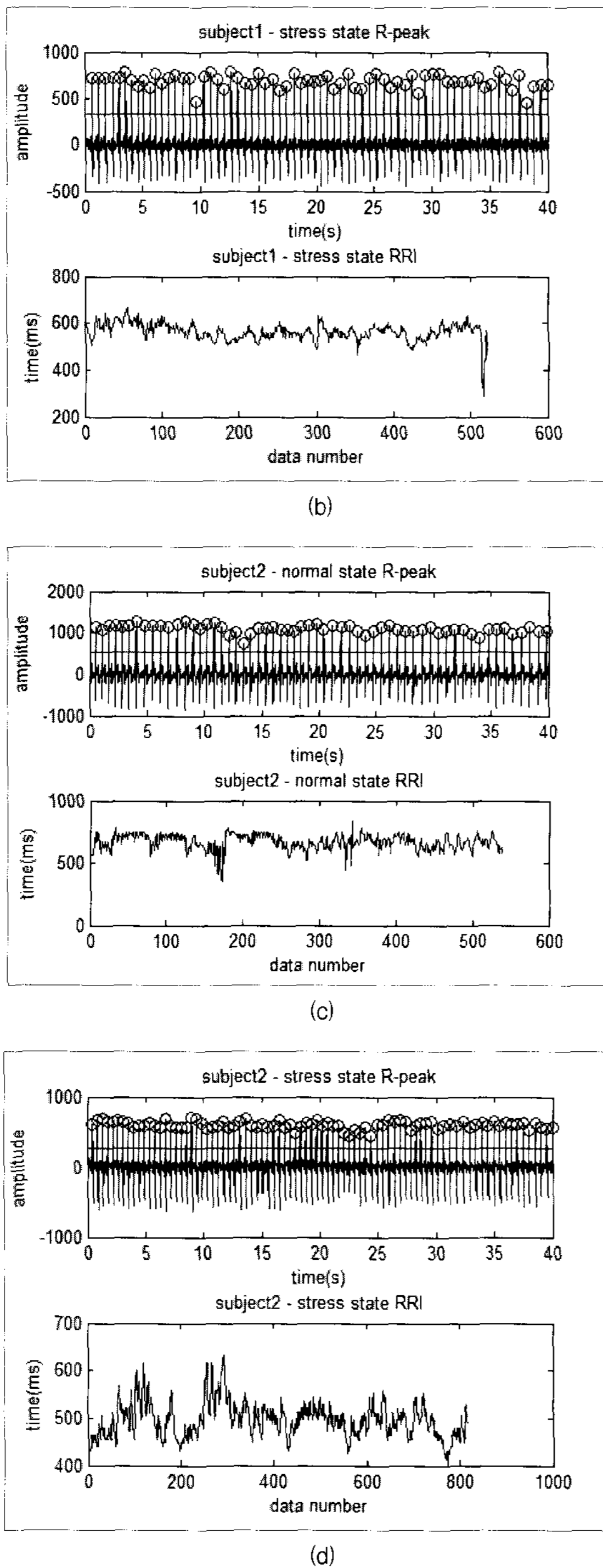


그림 3 획득한 심전도 신호의 R-peak와 RRI의 예
 Fig. 3 Examples of R-peak and RRI of ambulatory ECG signal

- (a) Subject 1의 정신적 안정 상태 심전도의 R-peak와 RRI
- (b) Subject 1의 정신적 스트레스 상태 심전도의 R-peak와 RRI
- (c) Subject 2의 정신적 안정 상태 심전도의 R-peak와 RRI
- (d) Subject 2의 정신적 스트레스 상태 심전도의 R-peak와 RRI

그림 3에서 'normal state'는 정신적 안정 상태를 나타내고, 'stress state'는 정신적 스트레스 상태를 나타낸다.

또한 그림 4는 모든 피험자에 대한 각각의 RRI에 대한 평균값을 보여준다.

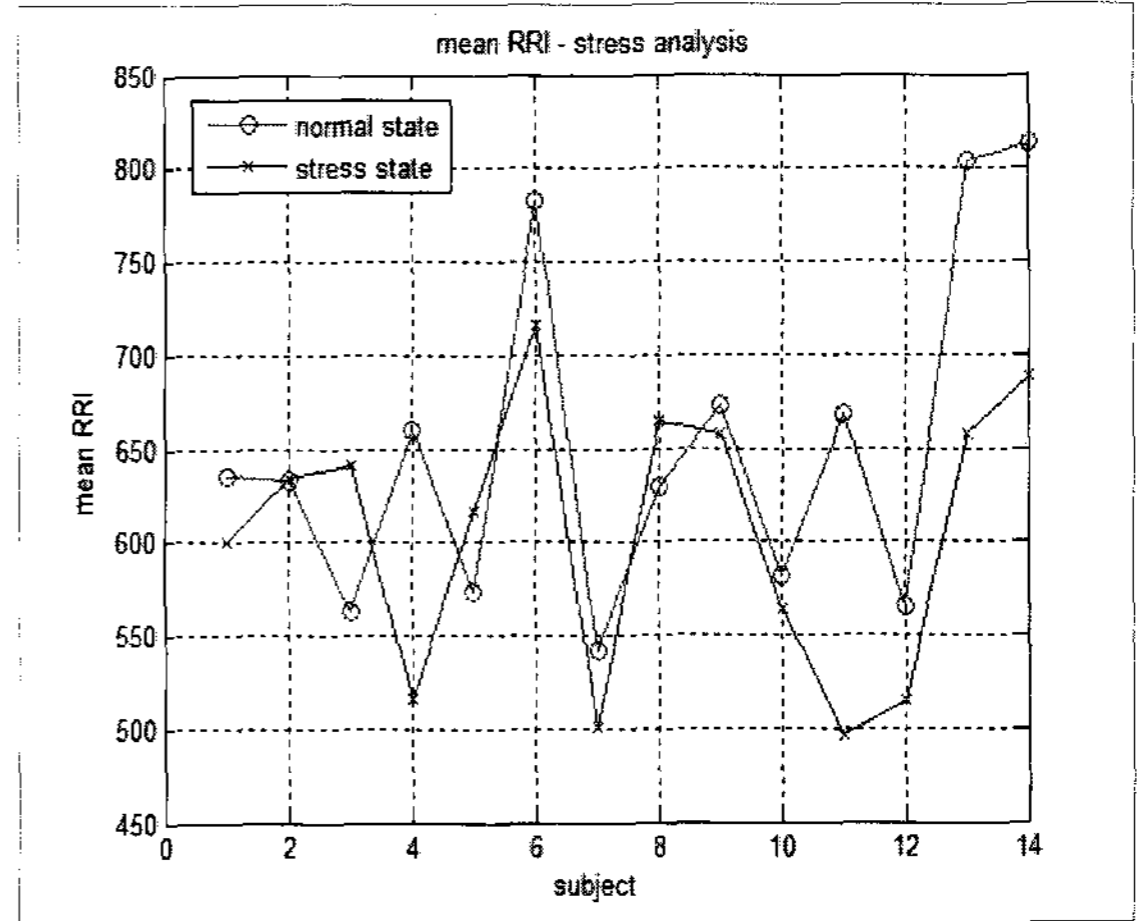
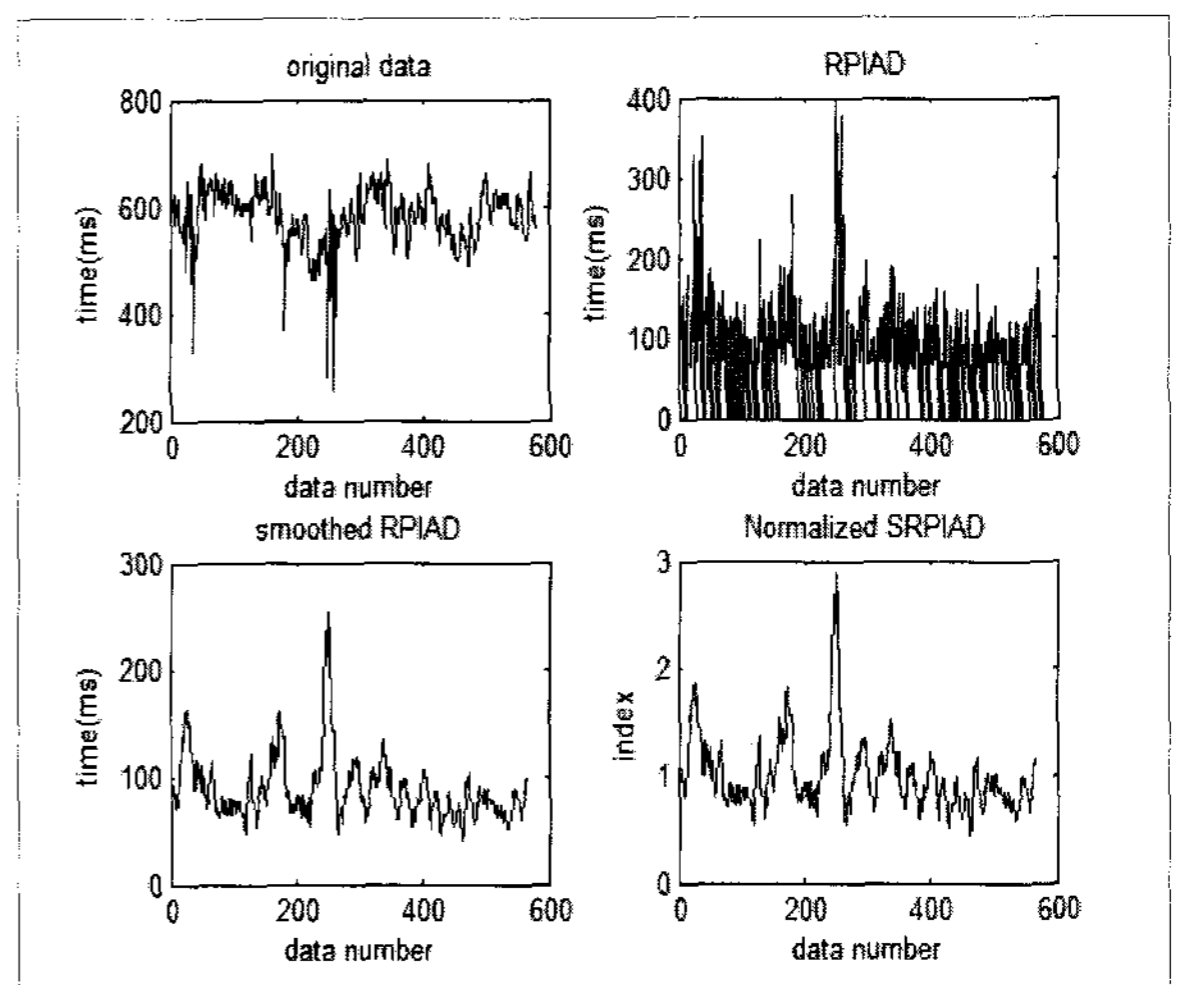


그림 4 획득한 심전도 신호의 RRI의 평균
 Fig. 4 The mean RRI value of ambulatory ECG signal

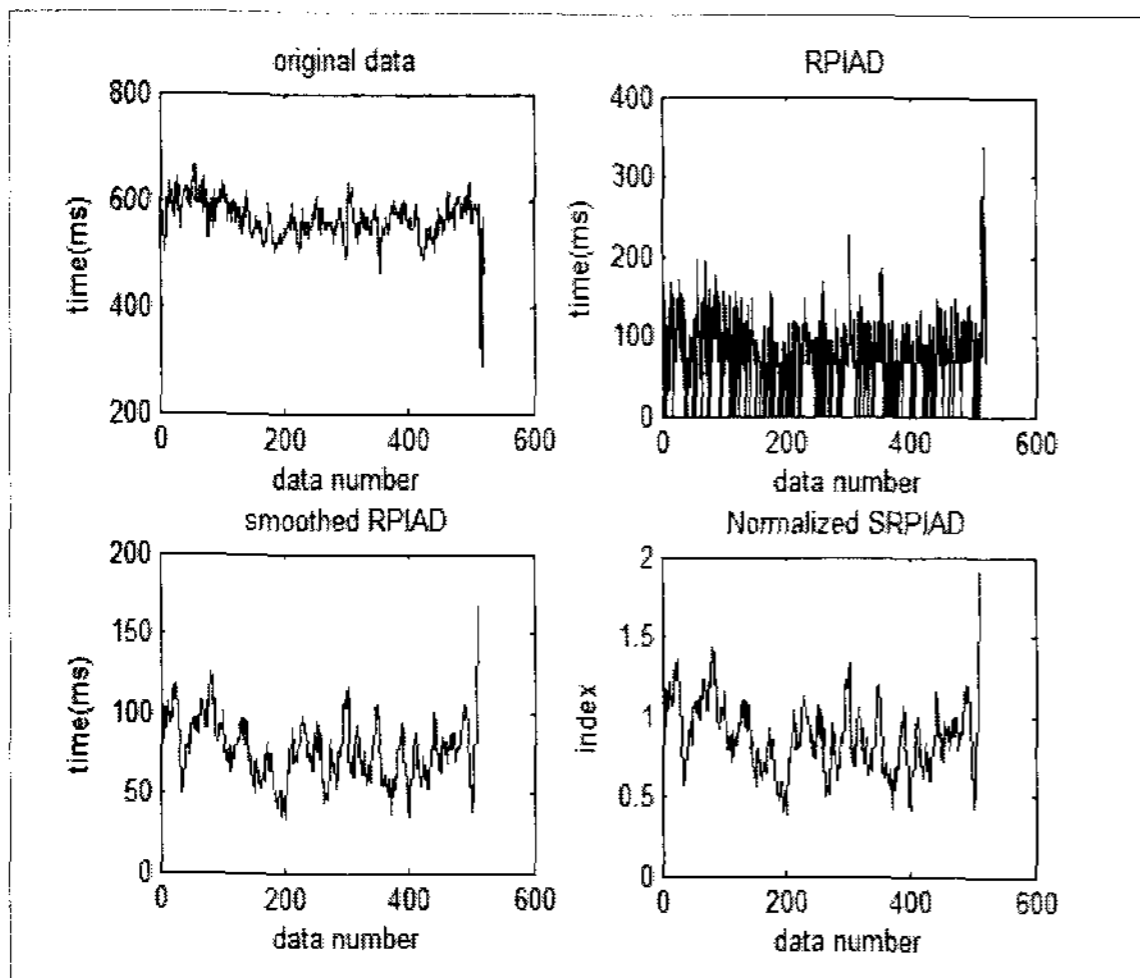
그림 4에서 정신적 안정상태의 RRI의 평균값이 정신적 스트레스 상태의 RRI의 평균값보다 전반적으로 큰 것을 볼 수 있다. 이는 스트레스 상태일 때 심장박동이 빨라지는 것을 의미한다.

3.2 시간 영역에서의 정신적 스트레스 지수 분석

도출된 두 가지의 RRI 데이터를 이용하여 시간 영역에서의 정신적 스트레스 지수 분석을 수행하였다. 식 (1), (2), (3)을 수행하여 *NSRPIAD* 지수를 도출하였고, 도출된 *NSRPIAD* 지수의 평균값을 각각의 피험자에 대한 최종적인 스트레스 지수 I_{time} 으로서 도출하였다. 그림 5는 시간 영역에서의 정신적 스트레스 지수를 도출하는 과정에 대한 예를 보여준다.



(a)



(b)

그림 5 스트레스 지수의 도출 과정에 대한 예
 Fig. 5 Examples for extracting stress index

- (a) Subject 1의 정신적 안정 상태의 스트레스 지수 도출
- (b) Subject 1의 정신적 스트레스 상태의 스트레스 지수 도출

그림 5의 결과에서 *NSRPIAD* 지수를 살펴보면 정신적 안정 상태의 스트레스 지수가 정신적 스트레스 상태의 스트레스 지수보다 값이 큰 것을 확인할 수 있다. 그림 6은 각각 Subject 별로 스트레스 지수 I_{time} 을 모두 도출하여 그래프로 표시한 것이다.

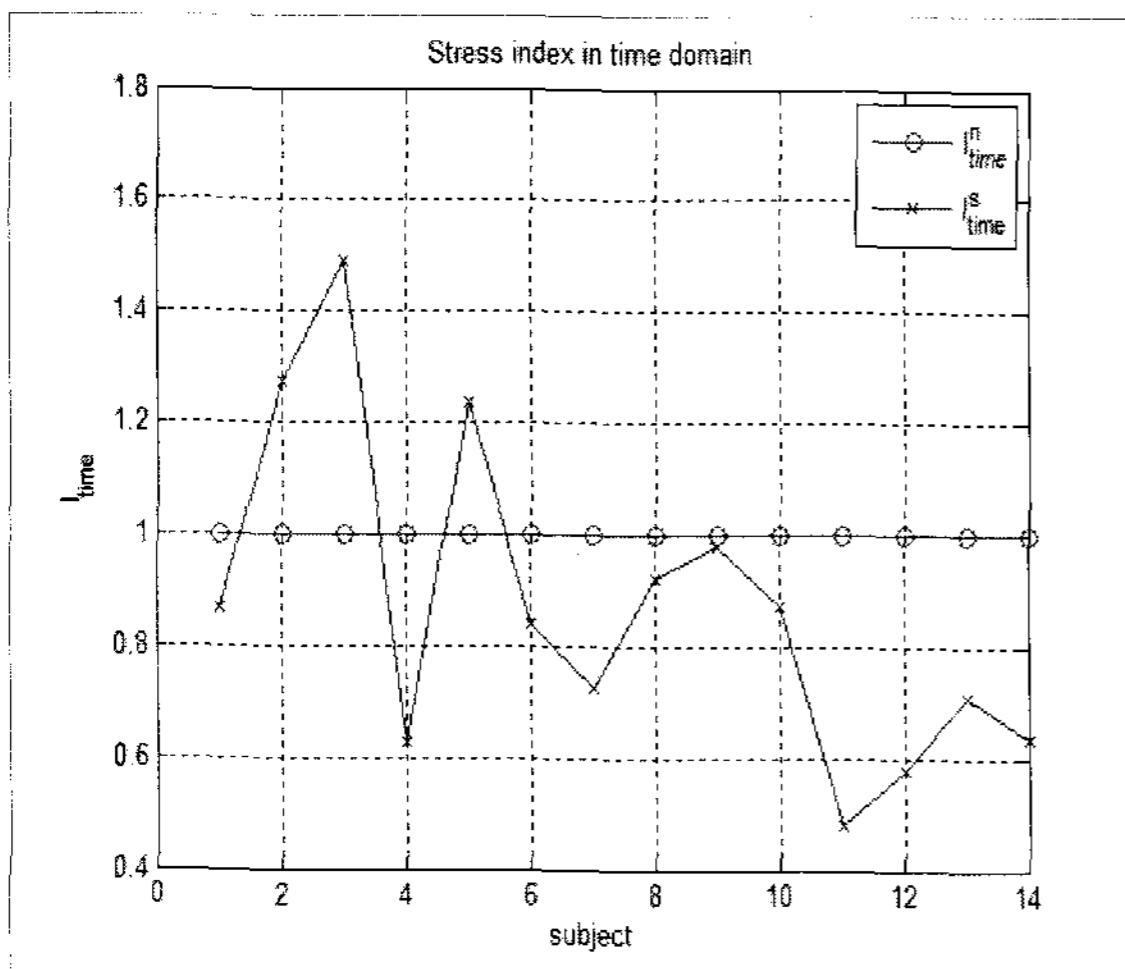


그림 6 도출된 시간 영역에서의 스트레스 지수
 Fig. 6 Extracted stress index in time domain

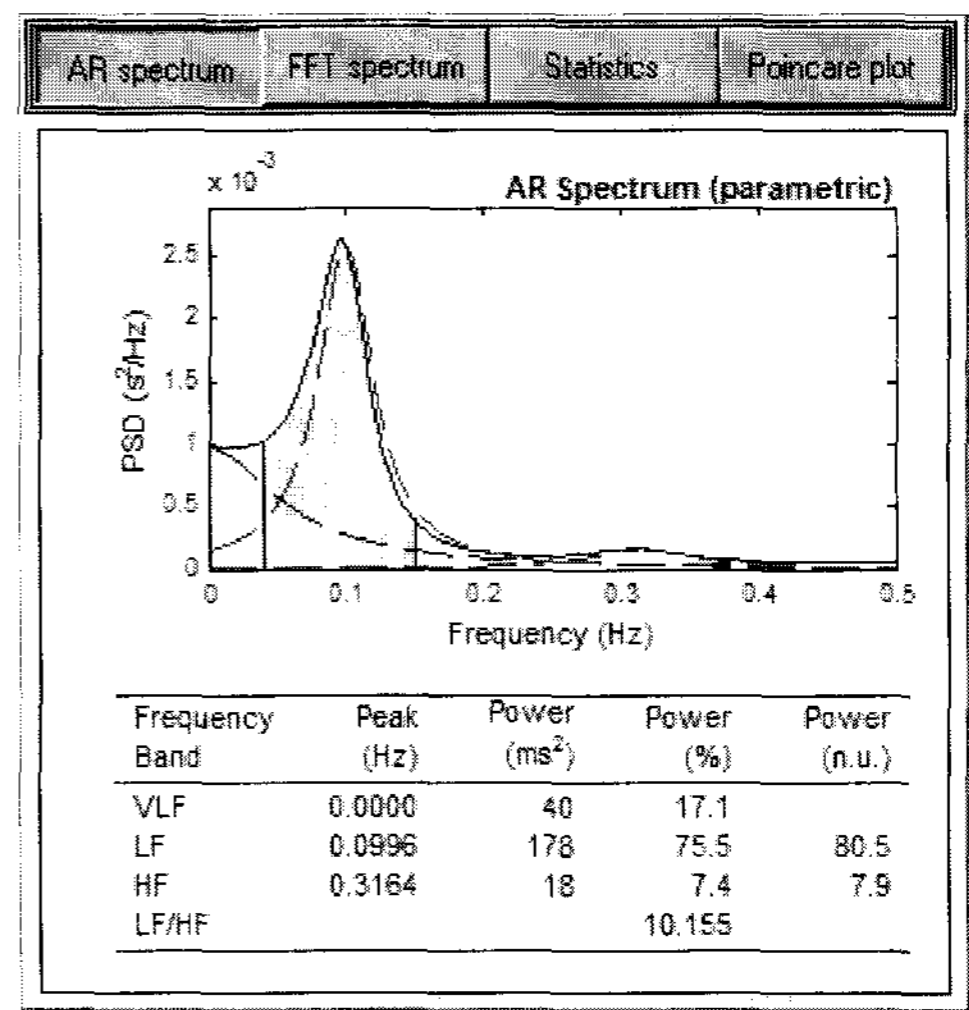
여기에서 I_{time}^n 은 시간 영역에서의 정신적 안정 상태의 스트레스 지수를 나타내고, I_{time}^s 은 시간 영역에서의 정신적 스트레스 상태의 스트레스 지수를 나타낸다.

그림 6에서 정신적 안정 상태의 그래프가 모두 1의 값을 가지는 이유는 정신적 안정 상태의 *SRPIAD*의 평균값을 이용하여 *NSRPIAD* 지수를 도출했기 때문이다. 여기서 전반

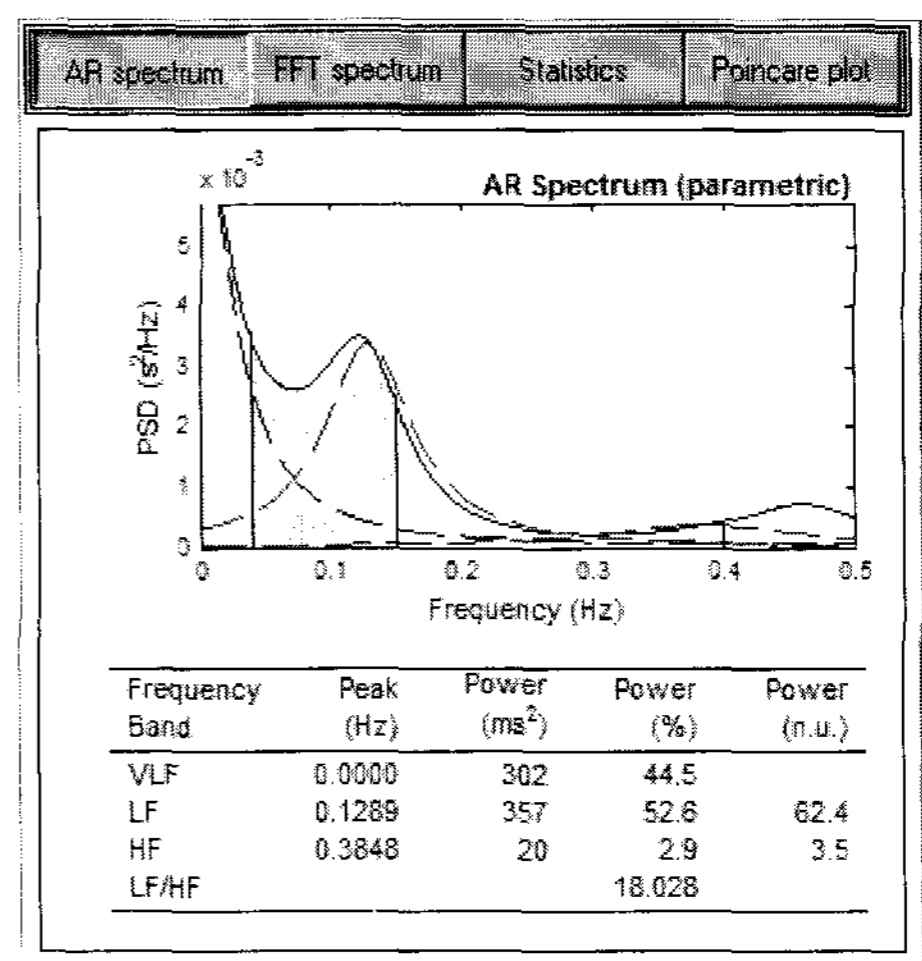
적으로 정신적 안정 상태일 때보다 정신적 스트레스 상태일 때 스트레스 지수 I_{time} 이 감소하는 경향을 확인할 수 있다.

3.3 주파수 영역에서의 HRV 스펙트럼 분석

도출된 두 가지의 RRI 데이터를 이용하여 주파수 영역에서의 HRV 스펙트럼 분석을 수행하였다. 분석도구는 핀란드의 Kuipio 대학에서 개발된 HRV Analysis 소프트웨어를 사용하였다. 이 소프트웨어는 MATLAB을 기반으로 하여 구현된 HRV 분석을 위한 전용 소프트웨어이다. 입력 데이터는 TEXT 파일 또는 ASCII 파일로 저장된 RRI 데이터를 사용하며, HRV의 시간영역 분석과 주파수 영역 분석을 모두 수행할 수 있다[10]. 그림 7은 HRV Analysis 소프트웨어를 사용하여 HRV의 주파수 영역 분석을 수행하는 그림을 보여준다.



(a)



(b)

그림 7 HRV 분석 소프트웨어의 예

Fig. 7 Result from HRV Analysis Software

- (a) Subject 1의 정신적 안정 상태의 HRV 분석 결과
- (b) Subject 1의 정신적 스트레스 상태의 HRV 분석 결과

HRV 분석 소프트웨어를 사용하여 모든 피험자에 대하여 획득한 RRI 데이터의 각각의 LF와 HF의 값을 도출하고 주파수 영역에서의 스트레스 지수를 도출하고자 하였다. 일반적으로 주파수 영역에서의 스트레스 지수는 LF/HF로 표시되는데, LF 성분이 분자에 자리 잡고 있으므로 스트레스의 정도가 증가할수록 LF/HF의 값이 커지는 특성이 있다. 반면에 시간 영역에서의 스트레스 지수는 RR 간격에 의존하므로 스트레스의 정도가 증가할수록 값이 작아지는 특성이 있다. 따라서 이 두 지수를 보다 쉽게 비교하기 위해서 주파수 영역에서의 스트레스 지수를 다른 방법으로 도출하고자 하였다. 식 (5)는 주파수 영역에서의 스트레스 지수인 I_{freq} 를 보여주고, 그림 8은 각각의 스트레스 지수 값을 계산한 결과를 보여준다.

$$I_{freq} = HF/LF \quad (5)$$

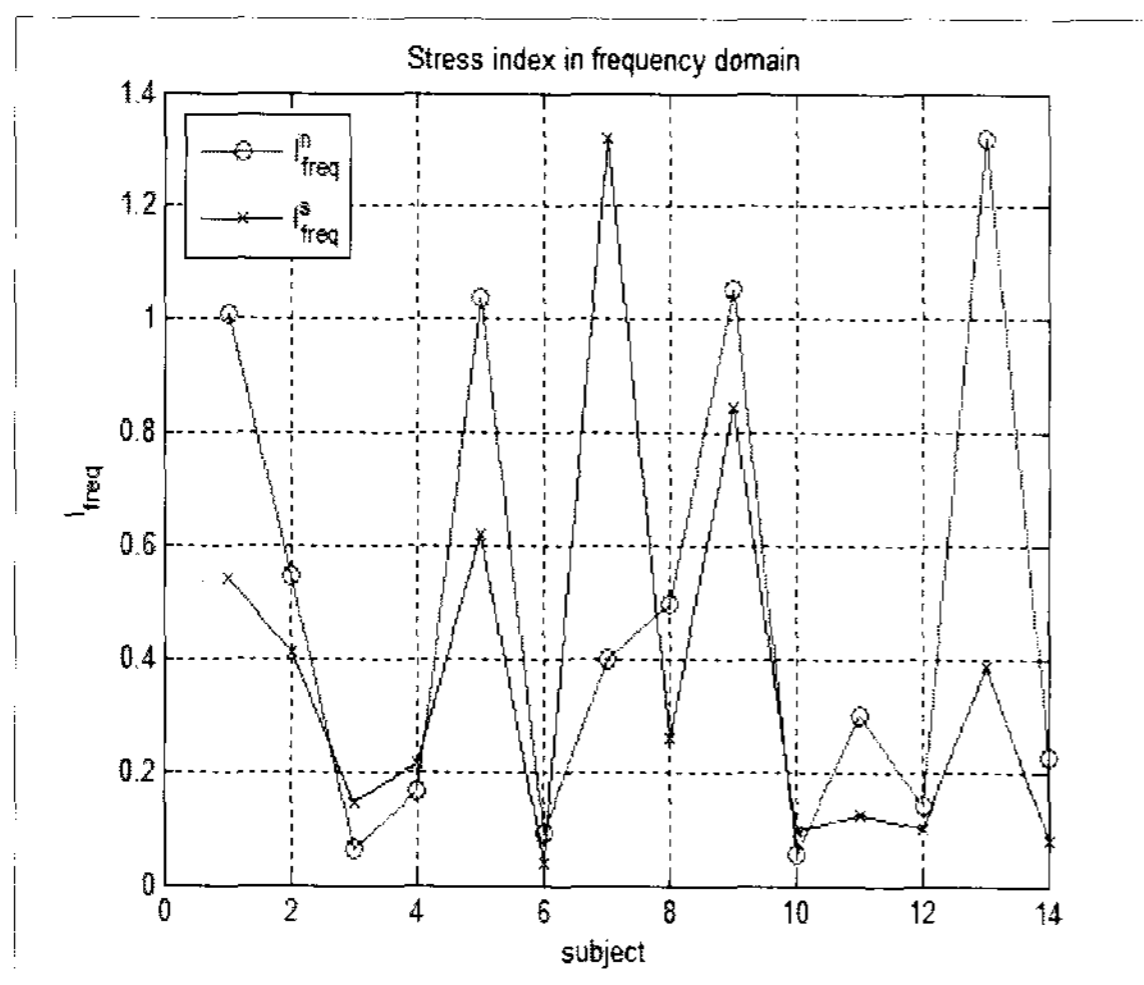


그림 8 도출된 주파수 영역에서의 스트레스 지수
Fig. 8 Extracted stress index in frequency domain

여기에서, I_{freq}^a 는 주파수 영역에서의 정신적 안정 상태의 스트레스 지수를 나타내고, I_{freq}^s 는 주파수 영역에서의 정신적 스트레스 상태의 스트레스 지수를 나타낸다.

그림 8의 결과에서 전반적으로 정신적 안정 상태일 때의 스트레스 지수 I_{freq}^a 보다 정신적 스트레스 상태일 때 스트레스 지수 I_{freq}^s 가 감소하는 것을 볼 수 있다. 이는 정신적 안정 상태에서는 심박수가 일정하게 유지되지 않고 수시로 변화하기 때문에 고주파수 성분이 증가하고, 정신적 스트레스 상태에서는 심박수의 변화 폭이 적기 때문에 고주파수 성분이 감소하고 저주파수 성분이 증가하기 때문이다.

3.4 각 영역에서의 스트레스 지수의 비교

도출한 주파수 영역에서의 스트레스 지수 I_{freq} 와 시간 영역에서의 스트레스 지수 I_{time} 를 비교하기 위하여 각각의 지수에 대한 비교지수를 도출하였다. 식 (6)은 주파수 영역에

서의 스트레스 지수에 대한 비교지수를 도출하는 것을 보여주고, 식 (7)은 시간 영역에서의 스트레스 지수에 대한 비교지수를 도출하는 것을 보여준다.

$$I_{freq}^C = I_{freq}^a - I_{freq}^s \quad (6)$$

$$I_{time}^C = I_{time}^a - I_{time}^s \quad (7)$$

여기에서 I_{freq}^C 는 주파수 영역에서의 비교지수를 나타내고, I_{time}^C 은 시간 영역에서의 비교지수를 나타낸다. 이들 비교지수를 각각의 피험자에 대하여 모두 도출하여 그림 9에 표현하였다.

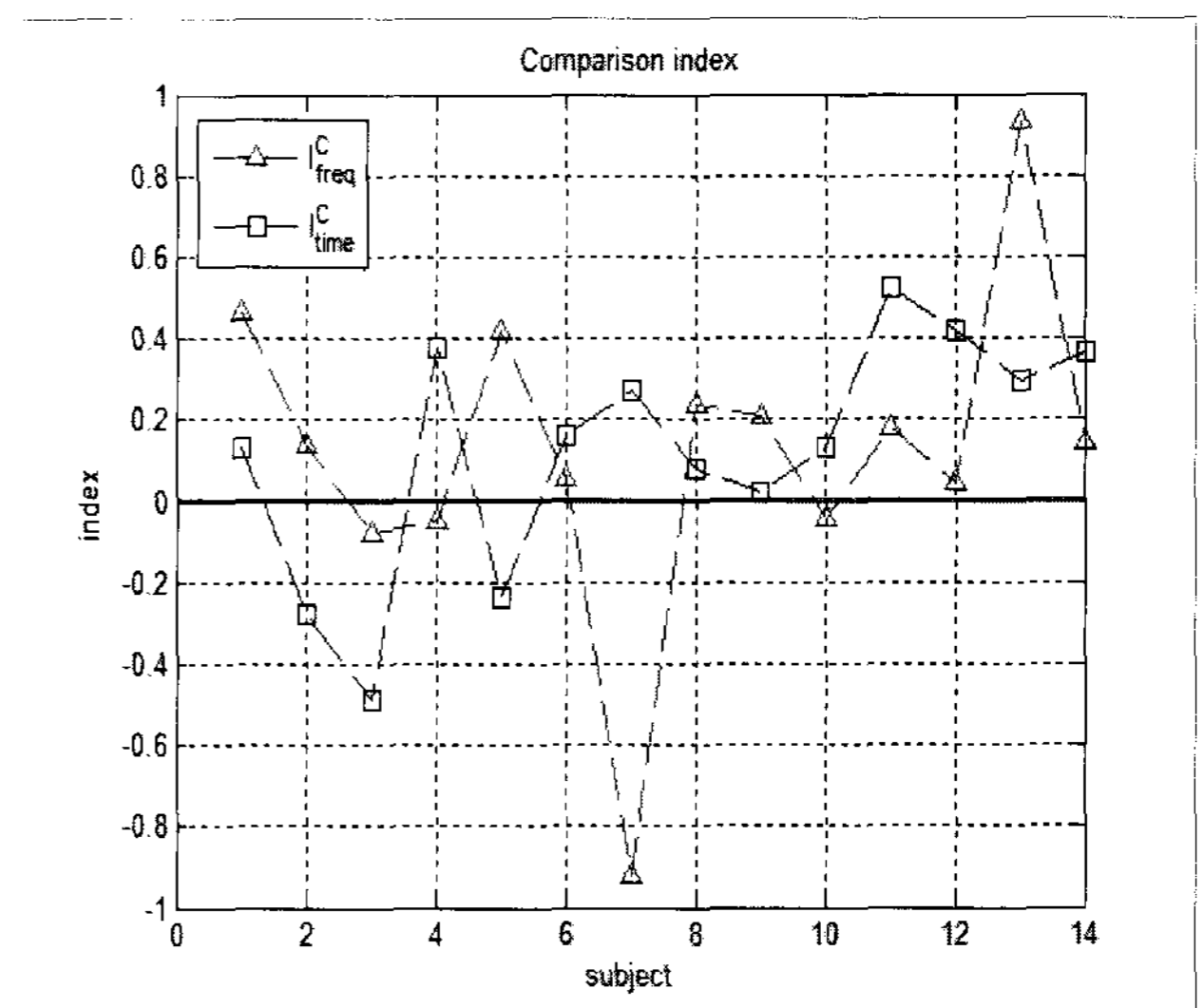


그림 9 각 영역에서의 비교지수

Fig. 9 The comparison of indices in frequency and time domain

그림 9에서 기준선을 중심으로 0보다 큰 값들은 정신적 안정 상태의 지수 값이 정신적 스트레스 상태의 지수 값보다 큰 값을 가지므로 적절한 스트레스 지수가 도출되었음을 나타내고, 0보다 작은 값들은 정신적 스트레스 상태의 지수 값이 더 큰 값을 가지므로 부적절한 스트레스 지수가 도출되었음을 나타낸다. 또한 Subject 5, Subject 7과 같이 두 비교지수 사이의 편차가 큰 경우는 실험 환경이 적절하게 통제되지 않은 경우로 판단할 수 있고, Subject 3과 같이 두 비교지수가 모두 0보다 작은 값을 가지는 경우는 실험 데이터가 적절하지 않은 경우라고 판단할 수 있다. 그림 9에서 보는 것과 같이 두 비교지수는 몇몇 피험자의 경우를 제외하고 거의 같은 양상을 보이는 것을 알 수 있고, 전반적으로 스트레스 상태를 잘 표현하고 있음을 볼 수 있다.

이와 같이 주파수 영역에서의 스트레스 지수와 시간 영역에서의 스트레스 지수는 거의 비슷한 양상을 보이고 있다. 하지만 주파수 영역에서의 스트레스 지수의 도출은 일정 시간 이상의 RRI 데이터가 획득된 이후에 가능하며, 계산과정 또한 데이터들을 주파수 영역으로 변환하는 등의 복잡한 계산이 뒤따르게 되므로 비효율적이며, 실시간 스트레스 평가에는 적합하지 않다. 시간 영역에서의 스트레스 지수의 도출

은 RRI 데이터를 복잡한 계산과정 없이 처리할 수 있고, 계산 과정에 있어서도 일정량의 데이터가 필요하지 않고 실시간으로 획득되는 RRI 데이터를 처리할 수 있기 때문에 더욱 효율적으로 스트레스를 평가할 수 있는 장점이 있다. 따라서 시간영역에서의 스트레스 지수 도출이 더욱 효율적인 방법이라고 할 수 있다.

4. 결 론

본 연구에서는 언제 어디서나 쉽게 심전도를 측정할 수 있는 착용형 심장활동 모니터링 시스템을 활용하여 정신적 안정 상태와 정신적 스트레스 상태를 설정하여 심전도 신호의 특성 값 차이를 측정하고자 하였다. 또한 측정된 심전도 신호를 이용하여 스트레스 평가를 위한 주파수 영역에서의 스펙트럼 분석과 시간 영역에서의 스트레스 지수를 도출하여 비교한 결과 스트레스 평가에 대한 지표를 잘 반영하고 있음을 알 수 있었다. 또한 시간 영역에서의 스트레스 지수를 이용한 방법은 주파수 영역에서의 스펙트럼을 도출하는 방법보다 계산이 간편하고 실시간으로 획득되는 연속적인 심전도 데이터를 처리하기에 적합한 방법이라고 사료된다. 차후 착용형 심장활동 모니터링 시스템과 스트레스 평가 알고리즘을 결합하여, 실시간으로 심전도 신호를 획득하면서 스트레스를 평가할 수 있는 알고리즘을 구현한다면 심리적 스트레스 상태를 편리하게 평가할 수 있는 유비쿼터스 건강관리 시스템으로 발전할 수 있을 것으로 사료된다.

감사의 글

이 논문은 2008학년도 건국대학교의 지원에 의하여 연구되었음.

참 고 문 헌

[1] John G. Webster, "Medical Instrumentation: Application and Design," Wiley, 1998.
 [2] 이강휘, 이정환, 김경섭, 김동준, "생체신호 무선 송수신을 위한 소형, 저전력 통신 시스템 개발," 정보 및 제어 심포지움, 2005.
 [3] Kang-Hwi Lee, Jeong-Whan Lee, Kyeong-Seop Kim, Dong-Jun Kim, "Wearable Heart Monitoring System using Concentric Circular Ring Electrode," ITC-CSCC 2006, July 2006.
 [4] R. McCraty, M. Atkinson, W. Tiller, G. Rein, A. D. Watkins, "The Effect of Emotions on Short-Term Power Spectrum Analysis of Heart Rate Variability," The American Journal of Cardiology, Vol. 76, No. 14, pp.1089-1093, 1995.
 [5] 여형석, 임재중, 박환태, "Sympathectomy 및 Vagotomy 에 따른 자율신경계 변화의 관찰을 위한 HRV 스펙트럼 분석," 대한체질인류학회지, Vol.12, pp. 289-296, 1999.
 [6] J.P. Niskanen, M.P. Tarvainen, P.O. Ranta-aho, P.A.

Karjalainen, "Software for advanced HRV analysis," Department of Applied Physics University of Kuopio, 2002.

[7] F. Wang, K. Sagawa, H. Inooka, "Time Domain Heart Rate Variability Index for Assessment of Dynamic Stress," Computers In Cardiology, Vol.25 pp.97-100, 1998.
 [8] 신승원, 김경섭, 이정환, 이강휘, 김동준, "이동형 심전도 신호의 잡음 제거 및 유사도 평가," 대한전기학회 논문지 D, Vol. 57, No. 3, 2008.
 [9] D.C. Reddy, "Biomedical Signal Processing: Principles and Techniques," McGraw Hill, 2005.
 [10] P.A. Karjalainen, "Biosignal Analysis and Medical Imaging Group," <http://bsaimg.uku.fi/index.shtml>, 2004.

저 자 소 개



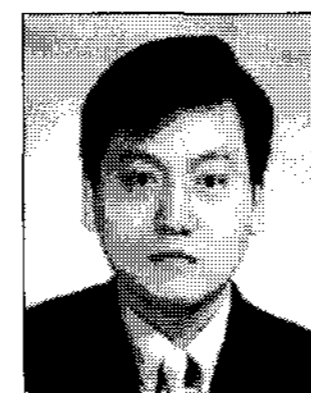
김 경 섭 (金 敬 燮)

1979년 연세대학교 전기공학과 졸업. 동대학원 석사(1981). The University of Alabama in Huntsville, USA, Ph.D. (1994). 2001년~현재 건국대학교 의학공학부 부교수.



신 승 원 (辛 承 元)

2005년 건국대학교 의학공학부 졸업. 동대학원 석사(2007). 2007년~현재 동대학원 박사과정 재학중.



이 정 환 (李 定 桓)

1992년 연세대학교 전기공학과 졸업. 동대학원 석사(1994). 동대학원 박사(2000). 2004년~현재 건국대학교 의학공학부 조교수.



최 희 정 (崔 熙 庭)

1988년 서울대학교 간호학과 졸업. 동대학원 석사(1992). 동대학원 박사(1997). 1998~현재 건국대학교 간호학과 교수.